

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-128184

(43)Date of publication of application : 18.05.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

(21)Application number : 09-298280

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 30.10.1997

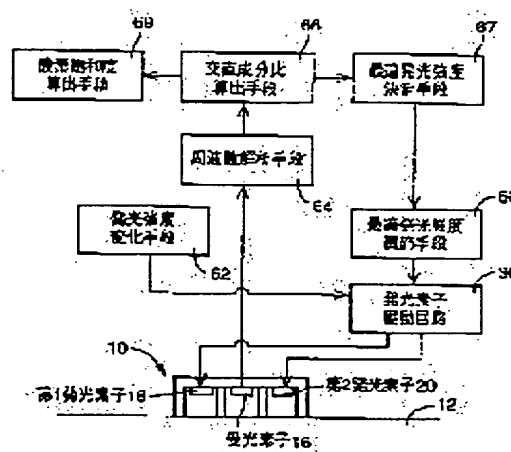
(72)Inventor : OGURA TOSHIHIKO
INUKAI HIDEKATSU
WAKAMIYA HIROYUKI

(54) REFLECTION TYPE PHOTOELECTRIC PULSE WAVE DETECTION DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a reflection type photoelectric pulse wave detection device having good measuring accuracy by automatically arraying to an optimum depth the depths at which beams of plural kinds of wavelengths irradiated to a living body, scattered within the living body, and received by photocells are scattered.

SOLUTION: Two kinds of light emitting elements which emits beams of two kinds of wavelengths are varied in emission strength by a light emitting element drive circuit 30 and are made to emit light beams, which are scattered at different depths inside a living body. The beams emitted from the surface of the body are received by a photocell. The ratio of the alternate to direct components of the emitted beams is calculated by an alternate-direct component ratio calculation means 66, and an optimum emission strength is determined by an optimum emission strength determination means 67 according to an inflection point on the curve of change of the alternate-to-direct component ratio with respect to the emission strength. Since the inflection point shows that the beams are scattered at the depth where the density of peripheral blood vessels abruptly increases, the depths at which the beams of the two wavelengths irradiated toward the living body are scattered can be arrayed automatically, resulting in enhanced measuring accuracy of a reflection type photoelectric pulse wave detection device.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)日本国特許庁 (J P)

(12)公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-128184

(43)公開日 平成11年(1999)5月18日

(51)Int.Cl.⁴

A61B 5/0245

識別記号

F I

A61B 5/02

310

B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全17頁)

(21)出願番号 特願平9-298280

(22)出願日 平成9年(1997)10月30日

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番 1

(72)発明者 小椋 敏彦

愛知県小牧市林2007番 1 日本コーリン株
式会社内

(72)発明者 犬飼 英克

愛知県小牧市林2007番 1 日本コーリン株
式会社内

(72)発明者 若宮 裕之

愛知県小牧市林2007番 1 日本コーリン株
式会社内

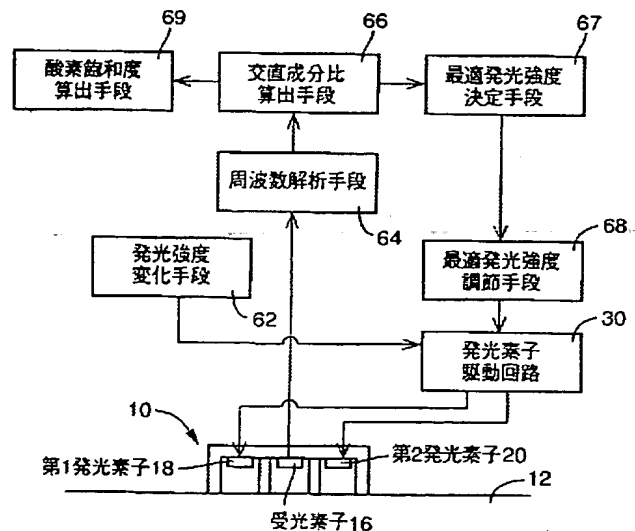
(74)代理人 弁理士 池田 治幸 (外 2 名)

(54)【発明の名称】 反射型光電脈波検出装置

(57)【要約】

【課題】 生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることにより、測定精度のよい反射型光電脈波検出装置を提供する。

【解決手段】 発光素子駆動回路 30 により、2 種類の波長の光を発光する 2 種類の発光素子の発光強度が漸次変化させられて、それらの発光素子が発光させられ、生体中の異なる深度で散乱を受けて体表面から射出される射出光が受光素子により受光される。交直成分比算出手段 66 においてその射出光の交直成分比が算出され、最適発光強度決定手段 67 において、その交直成分比の発光強度に対する変化曲線の変曲点に基づいて最適発光強度が決定される。上記変曲点は散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示しているので、生体に照射される 2 つの波長の光の散乱光が散乱される深度を自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】ハウジングと、該ハウジングに収容されて生体の表皮に向かって複数種類の波長の光を照射する複数種類の発光素子と、該ハウジング内において遮光壁を介して該発光素子から所定距離離れた位置に収容され、該複数種類の発光素子からの光が該生体表皮下で散乱を受けて体表面から射出される複数種類の波長の光を受光する受光素子とを備え、該複数種類の波長の射出光に基づいて生体情報を得るための光電脈波をそれぞれ検出する反射型光電脈波検出装置であって、前記複数種類の発光素子に順次駆動電流を供給し、且つ該発光素子のそれぞれの発光強度を調節することが可能な発光素子駆動回路と、前記受光素子により検出された射出光の交流成分と直流成分の比を前記波長毎にそれぞれ算出する交直成分比算出手段と、前記受光素子により検出された射出光から前記交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比と前記発光素子駆動回路によって駆動される発光素子の発光強度との関係を波長毎に求め、その関係から、前記波長毎にそれぞれ最適発光強度を決定する最適発光強度決定手段と、前記光電脈波の検出に先立って、該最適発光強度決定手段により決定された最適発光強度で前記発光素子駆動回路に前記複数種類の発光素子をそれぞれ発光させる最適発光強度調節手段とを、含むことを特徴とする反射型光電脈波検出装置。

【請求項 2】生体の表皮に向かって複数種類の波長の光を照射する複数種類の発光素子と、該発光素子から所定距離離れた位置に収容され、該複数種類の発光素子からの光が該生体表皮下で散乱を受けて体表面から射出される複数種類の波長の射出光を受光する受光素子とを備え、該複数種類の波長の光に基づいて生体情報を得るための光電脈波をそれぞれ検出する反射型光電脈波検出装置であって、前記複数種類の発光素子と受光素子とが相互間に遮光壁が介在させられた状態で収容され、且つ複数種類の波長毎に設けられた複数の発光素子が、前記受光素子との間の距離が漸次異なるようにそれぞれ設けられたハウジングと、該ハウジング内にそれぞれ複数設けられた複数種類の発光素子の中から波長毎に発光させるべき発光素子を選択的に発光させることが可能な発光素子駆動回路と、前記受光素子により検出された射出光の交流成分と直流成分の比を前記波長毎にそれぞれ算出する交直成分比算出手段と、前記受光素子により検出された射出光から前期交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比と前記発光素子駆動回路により選択される発光素子の前記受光素子との距離との関係を波長毎に求め、その関係か

ら、前記波長毎にそれぞれ最適発光素子を決定する最適発光素子決定手段と、

前記光電脈波の検出に先立って、前記最適発光素子決定手段により波長毎に決定された最適発光素子を前記発光素子駆動回路に発光させる最適発光素子選択手段とを、含むことを特徴とする反射型光電脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体に装着されて、その表皮下の末梢血管から得られる生体情報たとえば酸素飽和度あるいはヘマトクリット値などの情報を含む光電脈波を検出する反射型光電脈波検出装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の表皮下の末梢血管から得られる生体情報を検出するために生体に装着されて、その生体表皮の所定部位に複数種類の波長の光を照射し、表皮下の生体組織中で乱反射され、その所定部位から射出される後方散乱光すなわち光電脈波を検出する反射型光電脈波検出装置が知られている。たとえば、酸素飽和度測定に用いられる反射型光電脈波検出装置では、発光素子として酸化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンの吸光係数が大きく異なる波長の赤色光を発光する発光素子と、酸化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンの吸光係数が略同じとなる波長の赤外光を発光する発光素子の 2 種類の発光素子が用いられ、生体の体表面下の真皮または皮下組織中の末梢血管からの散乱光を含む光電脈波に基づいて酸素飽和度が算出される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生体に対して照射される光が生体中で散乱を受けて体表面から射出される光電脈波が、体表面からどのくらいの深度での散乱光を主として含むかは、表皮下への浸透深さに起因し、その浸透深さは照射される光の波長および光の強度によって異なっている。そのため、異なる複数種類の波長の光が生体に対して照射され、その生体中での散乱光が受光素子に受光された場合には、ハウジング内において複数種類の発光素子と受光素子との間の距離が略等しいと、それぞれ異なる深度の情報を反映している場合があり、測定の精度が得られない場合があった。また、表皮および真皮の厚さは、性別、年齢或いは個人によって差があり、また生体の部位によっても異なる。さらに、体表面下のどのくらいの深度での散乱光が受光素子により主として受光されるかは、発光素子と受光素子の位置関係によっても異なってくる。そのため最適な深度での散乱光により生体情報を測定していない場合もあった。

【0004】本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数

種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることにより、測定精度のよい反射型光電脈波検出装置を提供することにある。

【 0 0 0 5 】

【課題を解決するための第 1 の手段】かかる目的を達成するための第 1 発明の要旨とするところは、ハウジングと、該ハウジングに收容されて生体の表皮に向かって複数種類の波長の光を照射する複数種類の発光素子と、該ハウジング内において遮光壁を介して該発光素子から所定距離離れた位置に收容され、該複数種類の発光素子からの光が該生体表皮下で散乱を受けて体表面から射出される複数種類の波長の光を受光する受光素子とを備え、該複数種類の波長の射出光に基づいて生体情報を得るための光電脈波をそれぞれ検出する反射型光電脈波検出装置であって、(a) 前記複数種類の発光素子に順次駆動電流を供給し、且つ該発光素子のそれぞれの発光強度を調節することが可能な発光素子駆動回路と、(b) 前記受光素子により検出された射出光の交流成分と直流成分の比を前記波長毎にそれぞれ算出する交直成分比算出手段と、(c) 前記受光素子により検出された射出光から前記交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比と前記発光素子駆動回路によって駆動される発光素子の発光強度との関係を波長毎に求め、その関係から、前記波長毎にそれぞれ最適発光強度を決定する最適発光強度決定手段と、(d) 前記光電脈波の検出に先立って、該最適発光強度決定手段により決定された最適発光強度で前記発光素子駆動回路に前記複数種類の発光素子をそれぞれ発光させる最適発光強度調節手段とを、含むことにある。

【 0 0 0 6 】

【第 1 発明の効果】このようにすれば、発光素子駆動回路により、それぞれの波長の光を発光する発光素子の発光強度が調節させられてその発光素子が発光させられ、発光強度の変化によって、生体中の異なる深度で散乱を受けた射出光が受光素子により検出される。受光された射出光は、交直成分比算出手段において交流成分と直流成分の比が算出され、最適発光強度決定手段において、その交流成分と直流成分の比の発光強度に対する変化曲線に基づいて最適発光強度が決定され、生体情報を測定するために光電脈波が検出される状態では、最適発光強度調節手段により発光素子が最適発光強度で発光させられる。交流成分と直流成分の比の発光強度に対する変化曲線は、散乱光が散乱される深度における末梢血管の密度に関連して変化する。従って、その変化曲線に基づいて発光素子の発光強度を決定することにより、生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための第 2 の手段】また、前記目的を達成するための第 2 発明の要旨とするところは、生体の表皮に向かって複数種類の波長の光を照射する複数種類の発光素子と、該発光素子から所定距離離れた位置に收容され、該複数種類の発光素子からの光が該生体表皮下で散乱を受けて体表面から射出される複数種類の波長の射出光を受光する受光素子とを備え、該複数種類の波長の光に基づいて生体情報を得るための光電脈波をそれぞれ検出する反射型光電脈波検出装置であって、(a) 前記複数種類の発光素子と受光素子とが相互間に遮光壁が介在させられた状態で收容され、且つ複数種類の波長毎に設けられた複数の発光素子が、前記受光素子との間の距離が漸次異なるようにそれぞれ設けられたハウジングと、(b) 該ハウジング内にそれぞれ複数設けられた複数種類の発光素子の中から波長毎に発光させるべき発光素子を選択的に発光させることが可能な発光素子駆動回路と、(c) 前記受光素子により検出された射出光の交流成分と直流成分の比を前記波長毎にそれぞれ算出する交直成分比算出手段と、(d) 前記受光素子により検出された射出光から前期交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比と前記発光素子駆動回路により選択される発光素子の前記受光素子との距離との関係を波長毎に求め、その関係から、前記波長毎にそれぞれ最適発光素子を決定する最適発光素子決定手段と、(e) 前記光電脈波の検出に先立って、前記最適発光素子決定手段により波長毎に決定された最適発光素子を前記発光素子駆動回路に発光させる最適発光素子選択手段とを、含むことにある。

【 0 0 0 8 】

【第 2 発明の効果】このようにすれば、発光素子駆動回路により、受光素子との間の距離が漸次異なるようにそれぞれ複数設けられた複数種類の発光素子が順次発光させられると、受光素子と発光素子との距離がそれぞれ異なることにより生体中の異なる深度で散乱された射出光が受光素子により受光される。受光された射出光は、交直成分比算出手段において交流成分と直流成分の比が算出され、最適発光素子決定手段において、その交流成分と直流成分の比の、発光素子と受光素子との距離に対する変化曲線に基づいて最適発光素子が決定される。生体情報を測定するために光電脈波が検出される状態では、最適発光素子選択手段により選択された最適発光素子が発光させられる。交流成分と直流成分の比の、発光素子と受光素子との距離に対する変化曲線は、散乱光が散乱される深度における末梢血管の密度に関連して変化する。従って、その変化曲線に基づいて受光素子との間の距離が最適となる発光素子を決定することにより、生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。

【 0 0 0 9 】

【発明の他の態様】ここで、好適には、上記第 1 発明の最適発光強度決定手段は、前記交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比の、前記発光素子駆動回路によって変化させられた発光素子の発光強度に対する増加率を示す曲線すなわち上記交流成分と直流成分の比と、上記発光強度との関係の変化曲線を発光強度について微分した一次微分曲線を求め、その一次微分曲線の最大値を示す発光強度よりも強い発光強度の範囲において、増加率が一定値以下となる発光強度に基づいて最適発光強度を決定するものである。このようにすれば、前記一次微分曲線の最大値は、発光素子から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示し、その一次微分曲線の増加率が一定値以下となる点は、発光素子から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が十分濃くなった深度での散乱であることを示している。生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。

【 0 0 1 0 】また、好適には、上記第 1 発明の最適発光強度決定手段は、前記交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比と、前記発光素子駆動回路によって変化させられた発光素子の発光強度との関係の変化曲線を求め、その変化曲線の変曲点に基づいて最適発光強度を決定するものである。このようにすれば、変化曲線の変曲点は、発光素子から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示している。生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。

【 0 0 1 1 】また、好適には、上記第 2 発明の最適発光素子決定手段は、前記交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比の、前記発光素子駆動回路によって選択させられた発光素子と受光素子との距離に対する増加率を示す曲線すなわち上記交流成分と直流成分の比と、上記発光素子と受光素子間の距離との関係の変化曲線を発光素子と受光素子との距離について微分した一次微分曲線を求め、その一次微分曲線の最大値を示す発光素子よりも発光素子と受光素子との距離が近い範囲において、増加率が基準値以下となる発光素子と受光素子との距離に基づいて最適発光素子を決定するものである。このようにすれば、前記一次微分曲線の最大値は、発光素子から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示し、その一次微分曲線の増加率が基準値以下となる点は、発光素子から発せられた光の散乱光が末梢血管の密

度が十分濃くなった深度での散乱であることを示している。生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。

【 0 0 1 2 】また、好適には、上記第 2 発明の最適発光素子決定手段は、前記交直成分比算出手段により算出された交流成分と直流成分の比と、前記発光素子駆動回路によって選択させられた発光素子の受光素子との距離との関係の変化曲線を求め、その変化曲線の変曲点に基づいて最適発光素子を決定するものである。このようにすれば、変化曲線の変曲点は、発光素子から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示している。生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される複数種類の波長の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型光電脈波検出装置の測定精度が向上する。

【 0 0 1 3 】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の第 1 発明についての一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【 0 0 1 4 】図 1 は、反射型光電脈波検出装置である反射型プローブ 1 0 を備えた反射型オキシメータすなわち酸素飽和度測定装置の構成を示している。図 1 において、反射型プローブ 1 0 は、たとえば生体の末梢血管の密度が比較的高い額、指等の体表面 1 2 に密着した状態で装着される。この反射型プローブ 1 0 は、比較的浅い有底円筒状のハウジング 1 4 と、体表面で散乱を受けて発光素子側へ出てくる後方散乱光を検知するためにそのハウジング 1 4 の底部内面の中央部に設けられ、ホトダイオード或いはホトトランジスタ等から成る受光素子 1 6 と、ハウジング 1 4 の底部内面の受光素子 1 6 を中心とする同一半径 r の円周上において所定間隔毎に交互に設けられた LED 等からなる複数個（本実施例では 8 個）の第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 と、ハウジング 1 4 内に一体的に設けられ受光素子 1 6 および発光素子 1 8、2 0 を保護するためにそれを覆う透明樹脂 2 2 と、ハウジング 1 4 内において受光素子 1 6 と発光素子 1 8、2 0 との間に設けられ、発光素子 1 8、2 0 から照射された光の体表面 1 2 から受光素子 1 6 へ向かう反射光を遮光する円環状の遮光壁 2 4 とを備えて構成されている。

【 0 0 1 5 】また、ハウジング 1 4 にはそのハウジング 1 4 の外周面および底部外面を覆うようにキャップ状のゴム部材 5 8 が一体的に設けられている。このゴム部材 5 8 は、たとえばクロロブレンゴム等を原料としてスポンジ状に構成されており、好適な断熱性を備えている。そして、このゴム部材 5 8 のハウジング 1 4 外周側に位置する部分が両面粘着シート 6 0 を介して体表面 1 2 に固着されることにより、ハウジング 1 4 の開口端面およ

び遮光壁 24 の先端面が体表面 12 に密着する状態でプローブ 10 が体表面 12 に装着されている。なお、図 1 において、両面粘着シート 60 は便宜上実際より大幅に厚く描かれている。

【0016】上記第 1 発光素子 18 は、酸素飽和度によりヘモグロビンの吸光係数が影響される第 1 波長 λ_1 、たとえば 660 nm 程度の波長の赤色光を発光し、第 2 発光素子 20 は、酸素飽和度によりヘモグロビンの吸光係数が影響されない第 2 波長 λ_2 、たとえば 910 nm 程度の波長の赤外光を発光するものである。なお、上記第 1 波長 λ_1 および第 2 波長 λ_2 は、必ずしもこれらの波長に限定されるものではなく、酸素化ヘモグロビンの吸光係数と無酸素化ヘモグロビンの吸光係数とが大きく異なる波長と、それら両吸光係数が略同じとなる波長に設定される。

【0017】上記第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 は、光源として機能するものであって、発光素子駆動回路 30 により数百 Hz 乃至数千 Hz 程度の比較的高い周波数で一定時間幅つつ交互に駆動されることによりそれぞれ発光させられる。この発光素子駆動回路 30 は、上記第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 へ供給する駆動電流すなわちそれら第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の発光強度を、後述の演算制御回路 42 からの指令に基づいて調節する機能を備えている。それら第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 から体表面 12 直下の生体組織（血管床）へ向かって第 1 波長 λ_1 の光および第 2 波長 λ_2 の光が交互に照射されると、生体組織の毛細血管内血液に含まれる血球などにより散乱を受けた後方散乱光が反射光として体表面 12 から射出されるので、その後方散乱光すなわち生体組織（血管床）内からの反射光が共通の光センサとして機能する受光素子 16 によりそれぞれ受光され、第 1 波長 λ_1 の散乱光を示す第 1 光信号 S_{V_1} および第 2 波長 λ_2 の散乱光を示す第 2 光信号 S_{V_2} が出力されるようになっている。これら第 1 光信号 S_{V_1} および第 2 光信号 S_{V_2} は、図 2 に例示するように直流（DC）成分と、心拍数に同期して変動する交流（AC）成分とを含んでいる。

【0018】発光強度 E_1 、 E_2 すなわち生体の体表面 12 に照射される光の強度が異なると、その照射された光の生体中への浸透深度が異なり、弱い光が照射されると比較的体表面 12 に近い（浅い）深度までしか浸透しないが、強い光が照射されると比較的体表面 12 から遠い（深い）部位まで浸透して散乱される。発光素子駆動回路 30 により変化させられる第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の発光強度 E_1 、 E_2 の範囲は、個体差や反射型プローブ 10 が装着される部位により表皮および真皮の厚さが異なっても、照射される光が毛細血管が多く存在する真皮あるいは皮下組織で主として散乱されることとなる発光強度を十分に含む範囲となるよう

に、予め実験的に決定される。

【0019】上記受光素子 16 は、第 1 波長 λ_1 の後方散乱光を示す第 1 光信号 S_{V_1} と第 2 波長 λ_2 の後方散乱光を示す第 2 光信号 S_{V_2} とを含む光信号 S_V を増幅器 32 を介してローパスフィルタ 34 へ出力する。ローパスフィルタ 34 は入力された光信号 S_V から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された光信号 S_V をデマルチプレクサ 36 へ出力する。なお、上記第 1 光信号 S_{V_1} および第 2 光信号 S_{V_2} は、体表面 12 の下の血管床における血液容積の脈動に対応して周期的に変化する光信号であるので、所謂容積脈波信号あるいは光電脈波信号ともいう。

【0020】デマルチプレクサ 36 は後述の切換信号 SC により第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の発光に同期して切り換えられることにより、第 1 波長 λ_1 の赤色光である第 1 光信号 S_{V_1} をサンプルホールド回路 38 および A/D 変換器 40 を介して演算制御回路 42 内の I/O ポート 44 へ逐次供給するとともに、第 2 波長 λ_2 の赤外光である第 2 光信号 S_{V_2} をサンプルホールド回路 46 および A/D 変換器 48 を介して I/O ポート 44 へ逐次供給する。サンプルホールド回路 38、46 は、入力された光信号 S_{V_1} 、 S_{V_2} を A/D 変換器 40、48 へ逐次出力する際に、前回出力した光信号 S_{V_1} 、 S_{V_2} についての A/D 変換器 40、48 における変換動作が終了するまで次に出力する各光信号 S_{V_1} 、 S_{V_2} をそれぞれ保持するためのものである。

【0021】上記 I/O ポート 44 は、データバスラインを介して CPU 50、ROM 52、RAM 54、表示器 56 とそれぞれ接続されている。CPU 50 は、RAM 54 の記憶機能を利用しつつ ROM 52 に予め記憶されたプログラムに従って第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の最適発光強度決定動作および酸素飽和度測定動作を実行する。すなわち、演算制御装置 42 は、図示しない起動釦が操作された場合には、まず以下の動作により第 1 発光素子 18 の最適発光強度 A_{E_1} および第 2 発光素子 20 の最適発光強度 A_{E_2} を決定する。

【0022】演算制御装置 42 は、I/O ポート 44 から発光素子駆動回路 30 へ駆動指令信号 SLD を出力することにより、第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 を数百 Hz 乃至数千 Hz 程度の比較的高い周波数で一定時間幅つつ交互に発光させ、さらに脈波の交流成分および直流成分を算出するため、脈波の 1 拍分あるいは数拍分として予め設定される時間 T。毎に、発光素子駆動回路 30 から第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 へ出力される電流を漸次増加させ、第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の発光強度 E_1 、 E_2 を漸次変化させる。また、それら第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の発光に同期して切換信号 SC を出力してデマルチプレクサ 36 を切り換えることにより、第 1 光信号

SV₁ をサンプルホールド回路 3 8 へ、第 2 光信号 SV₁₁ をサンプルホールド回路 4 6 へそれぞれ振り分ける。

【0023】また、演算制御装置 4 2 により、発光強度の変化の影響を受けた第 1 光信号 SV₁ および第 2 光信号 SV₁₁ から、予め記憶されたプログラムに従って、第 1 発光素子 1 8 の最適発光強度 A E₁ および第 2 発光素子 2 0 の最適発光強度 A E₂ が決定される。

【0024】続いて、以下の酸素飽和度測定動作が実行される。すなわち、I/Oポート 4 4 から発光素子駆動回路 3 0 に駆動指令信号 SLD が出力されることにより、発光素子駆動回路 3 0 から第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 へ最適発光強度 A E₁、A E₂ を発光するための電流が出力され、第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 が数百 Hz 乃至数千 Hz 程度の比較的高い周波数で一定時間幅つつ交互に発光させられる。受光素子 1 6 により受光される光信号 SV は最適発光強度決定動作の場合と同様にして I/Oポート 4 4 へ入力される。

【0025】CPU 5 0 は、予め記憶されたプログラムに従って前記第 1 光信号 SV₁ および第 2 光信号 SV₁₁ がそれぞれ表す光電脈波形に基づいて末梢血管を流れる血液中の酸素飽和度 S a O₂ を決定し且つその決定した酸素飽和度 S a O₂ を表示器 5 6 に表示させる。

【0026】図 3 は、上記演算制御装置 4 2 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図 3 において発光強度変化手段 6 2 は、発光素子駆動回路 3 0 に駆動指令信号 SLD を出力することにより、発光素子駆動回路 3 0 から第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 に出力される電流を漸次変化させ、第 1 発光素子 1 8 の発光強度 E₁ および第 2 発光素子 2 0 の発光強度 E₂ を変化させつつ、それら第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 を数百 Hz 乃至数千 Hz 程度の比較的高い周波数で一定時間幅つつ交互に発光させる。

【0027】周波数解析手段 6 4 は、高速フーリエ変換法を利用した周波数解析を予め設定された所定の区間に施すことにより、受光素子 1 6 から出力された第 1 光信号 SV₁ および第 2 光信号 SV₁₁ から、その所定区間毎の第 1 光信号 SV₁ の交流成分 A C₁ および直流成分 D C₁ と第 2 光信号 SV₁₁ の交流成分 A C₁₁ および直流成分 D C₁₁ とをそれぞれ逐次決定する。上記交流成分 A C₁ および A C₁₁ は、生体の脈拍数 P R (1/分) すなわち脈拍周波数 P F (Hz) に相当する周波数成分の信号電力 (ワット) として得られ、上記直流成分 D C₁ および D C₁₁ は、直流に相当する周波数成分の信号電力 (ワット) として得られる。図 4 には、上記周波数解析によってえられた第 1 光信号 SV₁、或いは第 2 光信号 SV₁₁ の周波数スペクトルの例が示されている。

【0028】交直成分比算出手段 6 6 は、受光素子 1 6 により検出された射出光の交流成分 A C₁、A C₁₁ と直流成分 D C₁、D C₁₁ の比を波長 λ₁、λ₁₁ 毎にそれぞ

れ算出する。すなわち、上記周波数解析手段 6 4 により決定された第 1 光信号 SV₁ の交流成分 A C₁ および直流成分 D C₁ と第 2 光信号 SV₁₁ の交流成分 A C₁₁ および直流成分 D C₁₁ とから、その第 1 光信号 SV₁ の交直成分比 (A C₁ / D C₁) と、第 2 光信号 SV₁₁ の交直成分比 (A C₁₁ / D C₁₁) とをそれぞれ算出する。ところで、末梢血管は表皮にはほとんど存在せず、その下層の真皮およびさらにその下層にある皮下組織に集中している。入射した光が真皮あるいは皮下組織で主として散乱されることにより、受光素子 1 6 に受光される散乱光が末梢血管の血液成分の影響を受ける場合は、散乱光の強度は末梢血管の脈動に対応して変化するため、光信号 SV₁、SV₁₁ は交流成分の割合が相対的に大きくなる。

【0029】最適発光強度決定手段 6 7 は、交直成分比算出手段 6 6 により算出された 2 つの波長 λ₁、λ₁₁ の射出光の交流成分 A C₁、A C₁₁ と直流成分 D C₁、D C₁₁ の比と発光素子駆動回路 3 0 によって駆動される発光素子 1 8、2 0 の発光強度との関係を波長毎にそれぞれ求め、その関係から、波長毎にそれぞれ最適発光強度 A E₁、A E₂ を決定する。すなわち、交直成分比算出手段 6 6 により逐次算出された第 1 光信号 SV₁ の交直成分比 (A C₁ / D C₁) から、図 5 に示すように交直成分比 (A C₁ / D C₁) を縦軸とし、発光強度 E₁ を横軸とする二次元座標系において描かれる曲線 C₁ を酸素飽和度 S a O₂ の測定に先立って求め、その曲線 C₁ の変曲点 i₁ に基づいて最適発光強度 A E₁ を決定する。たとえば、変曲点 i₁ を示す発光強度より予め設定された一定量 a だけ強い発光強度を最適発光強度 A E₁ として決定する。さらに、同様にして、第 2 光信号 SV₁₁ の交直成分比 (A C₁₁ / D C₁₁) から曲線 C₁₁ を求め、その曲線 C₁₁ の変曲点 i₁₁ に基づいて最適発光強度 A E₂ を決定する。たとえば、変曲点 i₁₁ を示す発光強度より予め設定された一定量 a だけ強い発光強度を最適発光強度 A E₂ として決定する。

【0030】変曲点 i₁、i₁₁ は、受光素子 1 6 により受光される散乱光が、末梢血管の密度が急に濃くなる深度での散乱によるものであることを示し、一定量 a は、その深度よりもさらに少し深い深度である末梢血管の密度がほぼ一定となる深度での散乱光を受光するために予め実験的に求められるものである。

【0031】最適発光強度調節手段 6 8 は、酸素飽和度 S a O₂ を得るための光電脈波の検出に先立って、最適発光強度決定手段 6 7 により決定された最適発光強度 A E₁、A E₂ となるように前記発光素子駆動回路 3 0 に第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 をそれぞれ発光させ、その発光強度を保持させる。酸素飽和度算出手段 6 9 では、最適発光強度調節手段 6 8 により最適発光強度 A E₁、A E₂ で第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 がそれぞれ発光させられている状態で、第 1 光

信号 $S V_1$ の交直成分比 ($A C_1 / D C_1$) と第 2 光信号 $S V_{11}$ の交直成分比 ($A C_{11} / D C_{11}$) との比 R ($= (A C_1 / D C_1) / (A C_{11} / D C_{11})$) を逐次算出し、たとえば図 6 に示す予め記憶された関係から、実際の比 R に基づいて酸素飽和度 $S a O_2$ を一拍あるいは数拍毎に逐次算出し、表示器 5 6 に表示させる。

【0032】図 7 は、前記演算制御回路 4 2 の制御作動の最適発光強度 $A E_1$ 、 $A E_2$ を決定する動作の要部を説明するフローチャートである。図 7 において、SA 1 では、図示しない起動ボタンが操作されることにより、測定の起動操作が行われたか否かが判断される。この SA 1 の判断が否定された場合には待機させられるが、肯定された場合には図示しない初期処理ステップにおいて、種々のカウンタやレジスタがクリアされた後、SA 2 において、発光素子駆動回路 3 0 を介して第 1 発光素子 1 8 に入力される電流および第 2 発光素子 2 0 に入力される電流がそれぞれ初期値に決定される。次いで、SA 3 において第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 が、数百 Hz 乃至数千 Hz 程度の比較的高い周波数で一定期間幅つつ交互に発光させられ、続く SA 4 では、第 1 光信号 $S V_1$ および第 2 光信号 $S V_{11}$ が読み込まれる。

【0033】続く SA 5 では、タイマカウンタ CT の内容に「1」が加算された後、SA 6 において、タイマカウンタ CT の内容が予め設定された判断基準時間 T 以上となったか否かが判断される。この判断基準時間 T は、光信号 $S V$ の交流成分および直流成分を算出するために脈拍の一拍分あるいは数拍分に設定されている。

【0034】当初は上記 SA 6 の判断が否定されるので、SA 3 以下が繰り返し実行されることにより第 1 光信号 $S V_1$ および第 2 光信号 $S V_{11}$ が連続的に読み込まれる。そして、それら第 1 光信号 $S V_1$ および第 2 光信号 $S V_{11}$ が連続的に読み込まれるうちに SA 6 の判断が肯定されると、前記周波数解析手段 6 4 に対応する SA 7 において、上記の単位区間内の第 1 光信号 $S V_1$ および第 2 光信号 $S V_{11}$ に対して周波数解析処理がそれぞれ実行されることにより、第 1 光信号 $S V_1$ の交流成分 $A C_1$ (信号電力値) および直流成分 $D C_1$ (信号電力値) と、第 2 光信号 $S V_{11}$ の交流成分 $A C_{11}$ (信号電力値) および直流成分 $D C_{11}$ (信号電力値) とが抽出される。

【0035】次いで、前記交直成分比算出手段 6 6 に対応する SA 8 では、上記 SA 7 において抽出された第 1 光信号 $S V_1$ の交流成分 $A C_1$ および直流成分 $D C_1$ から、その第 1 光信号 $S V_1$ の交直成分比 ($A C_1 / D C_1$) が算出されるとともに、SA 7 において抽出された第 2 光信号 $S V_{11}$ の交流成分 $A C_{11}$ および直流成分 $D C_{11}$ から、その第 2 光信号 $S V_{11}$ の交直成分比 ($A C_{11} / D C_{11}$) が算出される。

【0036】続く発光強度変化手段 6 2 に対応する SA

9 では、第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 の発光強度 E_1 、 E_2 を変化させるため、発光素子駆動回路 3 0 に駆動指令信号 $S L D$ を出力することにより、第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 に入力される電流を一定量だけ増加させる。続く SA 1 0 では、第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 に入力される電流が予め設定された最適発光強度決定動作の終了電流となったか否かが判断される。なお、SA 9 において増加される一定量の電流は、電流の変化によって変化する発光強度 E_1 、 E_2 と、交直成分比 ($A C_1 / D C_1$)、($A C_{11} / D C_{11}$) との関係を示す点をプロットして得られる曲線 C_1 、 C_2 において、変曲点 i_1 、 i_2 を判断するのに十分な点間隔が得られるように設定され、SA 1 0 の終了電流も、変曲点 i_1 、 i_2 が得られる、すなわち照射された光が末梢血管の密度が急に濃くなる深度まで浸透する発光強度となるように十分高く設定されている。

【0037】この SA 1 0 の判断が否定されるうちは、上記の曲線 C_1 、 C_2 が変曲点 i_1 、 i_2 を得るのに十分な測定点が得られていないので、SA 3 以降が繰り返されるが、肯定された場合には、続く SA 1 1 において、図 5 に示すような曲線 C_1 が第 1 光信号 $S V_1$ の交直成分比 ($A C_1 / D C_1$) に基づいて描かれ、曲線 C_2 が第 2 光信号 $S V_{11}$ の交直成分比 ($A C_{11} / D C_{11}$) に基づいて描かれ、その曲線 C_1 、 C_2 の変曲点 i_1 、 i_2 がそれぞれ求められる。

【0038】続く SA 1 2 では、SA 1 1 で求められた変曲点 i_1 、 i_2 を示す発光強度から所定量 a だけ強い発光強度を最適発光強度 $A E_1$ 、 $A E_2$ として決定する。従って、本実施例では、SA 1 1 および SA 1 2 が最適発光強度決定手段 6 7 に対応している。

【0039】上述のように本実施例によれば、発光素子駆動回路 3 0 により、第 1 波長 λ_1 の光を発光する第 1 発光素子 1 8 および第 2 波長 λ_2 の光を発光する第 2 発光素子 2 0 の発光強度 E_1 、 E_2 が漸次変化させられて、それら第 1 発光素子 1 8 および第 2 発光素子 2 0 が発光させられ、発光強度 E_1 、 E_2 の変化によって、生体中の異なる深度で散乱を受けた射出光が受光素子 1 6 により検出される。受光された散乱光は、交直成分比算出手段 6 6 において交直成分比 ($A C_1 / D C_1$)、

($A C_{11} / D C_{11}$) が算出され、最適発光強度決定手段 6 7 において、その交直成分比 ($A C_1 / D C_1$)、($A C_{11} / D C_{11}$) の発光強度 E_1 、 E_2 に対する変化曲線 C_1 、 C_2 の変曲点 i_1 、 i_2 に基づいて最適発光強度 $A E_1$ 、 $A E_2$ が決定される。酸素飽和度 $S a O_2$ を測定するために光電脈波が検出される状態では、最適発光強度調節手段 6 8 により第 1 発光素子 1 8 が最適発光強度 $A E_1$ で発光させられ、第 2 発光素子 2 0 が最適発光強度 $A E_2$ で発光させられて光電脈波が検出される。上記変化曲線 C_1 、 C_2 は、散乱光が散乱される深度における末梢血管の密度に関連して変化し、変曲点 i

、 i_1 は2点とも散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示している。従って、生体に照射される2つの波長の光の散乱光が散乱される深度を最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型プローブ10の測定精度が向上する。

【0040】次に、第2発明についての一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。尚、上記実施例と同一の構成を有する部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【0041】図8は、反射型光電脈波検出装置である反射型プローブ70を備えた反射型オキシメータすなわち酸素飽和度測定装置の構成を示している。反射型プローブ70は、前述の実施例の反射型プローブ10と同様に、たとえば生体の末梢血管の密度が比較的高い額、指等の体表面12に密着した状態で装着される。反射型プローブ70は、比較的に浅い有底角柱状のハウジング72と、そのハウジング72の底部内面に設けられる前述の実施例と同様の第1発光素子18、第2発光素子20および受光素子16と、ハウジング72内に一体的に設けられ受光素子16および発光素子18、20を保護するためにそれを覆う透明樹脂74と、発光素子18、20からの照射光の一部、照射された光の体表面12から受光素子16へ向かう反射光、および照射された光の生体中で散乱され受光素子16へ向かう散乱光の一部を遮光するためハウジング72内に設けられる遮光壁76とを備えて構成されている。

【0042】図9は、反射型プローブ70を体表面12に対向する側から見た図である。図9において、受光素子16はハウジング72の底部内面の長手方向の一端部に固設され、複数の第1発光素子18および第2発光素子20はそれぞれ受光素子16からの距離が漸次増加するように反射型プローブ70の長手方向に等間隔で固設されている。遮光壁76は、受光素子16とそれに最も近い第1発光素子18および第2発光素子20との間、および一組の発光素子18、20と他の一組の発光素子18、20の間毎に設けられている。なお、本実施例では、第1発光素子18および第2発光素子20は、作図の便宜上それぞれ6個備えられているが、ハウジング72の底部内面に収容できる範囲で、さらに多くの発光素子18、20が用いられてもよいし、6個よりも少ない数であってもよい。

【0043】図8に戻って、図示しない測定起動ボタンが起動されることにより、第1発光素子18および第2発光素子20は、発光素子駆動回路78により駆動されることにより発光させられる。この発光素子駆動回路78は、それぞれ複数設けられた第1発光素子18および第2発光素子20の中から波長 λ_1 、 λ_2 毎に発光させるべき発光素子18、20を選択的に発光させる機能を備えている。すなわち、発光素子駆動回路78は、演算制御回路42からの駆動指令信号SLDにより、先ず第1発

光素子18を受光素子16に最も近い側から最も遠い側へと順に、連続的に一定時間 T_1 、つつ発光させ、続いて第2発光素子20を受光素子16に最も近い側から最も遠い側へと順に連続的に一定時間 T_2 、つつ発光させる。ここでの一定時間 T_1 は、脈波の交流成分および直流成分を算出するための時間であり、前述の実施例の時間 T と同様に脈拍の一拍分あるいは数拍分に設定される。

【0044】それら第1発光素子18および第2発光素子20が発光させられると、生体組織(血管床)内からの散乱光が受光素子16により受光され、第1波長 λ_1 の散乱光を示す第1光信号 S_{V1} および第2光信号 S_{V2} が出力される。第1光信号 S_{V1} および第2光信号 S_{V2} を含む光信号 S_V は、増幅器32、ローパスフィルタ34、デマルチプレクサ36、サンプルホールド回路38、46、A/D変換器40、48を介して演算制御回路42内のI/Oポート44へ逐次供給される。

【0045】ここで、遮光壁76と発光素子18、20との距離および発光素子18、20から受光素子16までの距離と、受光素子16により受光される散乱光の散乱深度との関係について説明する。図10は、図9のA-A線の断面図である。なお、図10の反射型プローブ70は透明樹脂74を省略して示してある。図10において、交点 P_1 は、受光素子16に最も近い側に配置されている第1発光素子18から発光された光のうちで、体表面12から最も近い部位すなわち最も浅い部位で散乱されて、受光素子16により受光される場合の散乱深度を示している。同様に交点 P_2 、 P_3 、 P_4 、 P_5 、 P_6 も、それぞれの第1発光素子18から発光させられた光が体表面12から最も浅い部位で散乱されて、受光素子16により受光される場合の散乱される深度を示している。

【0046】すなわち、受光素子16に最も近い距離に配置された発光素子18、20により発光された光の散乱光を受光素子16が受光する場合は、体表面12に近い(浅い)部位からの散乱光を多く受光するのに対し、受光素子16から最も遠い距離に配置された発光素子18、20により発光された光の散乱光を受光素子16が受光する場合は、体表面12に近い部位で散乱させられた散乱光は遮光壁76により遮光されるため受光されない。そのため、体表面12から比較的遠い(深い)部位で散乱された散乱光が相対的に多く受光されることになる。

【0047】受光素子16に受光される光が、体表面12からどの程度の深度以下からの散乱光であるかは、受光素子16と発光素子18、20との距離、発光素子18、20と遮光壁76との距離あるいは受光素子16と遮光壁76との距離、および遮光壁76の高さすなわち発光素子18、20と体表面12との距離によって決定される。これらの受光素子16と発光素子18、20との距離、発光素子18、20と遮光壁76との距離ある

いは受光素子 16 と遮光壁 76 との距離、および遮光壁 76 の高さは、散乱光が体表面 12 下の末梢血管床からの散乱光が十分に検出できるように、たとえば最浅検出深度が 0.3 mm から 2.0 mm までの範囲で変化するように予め実験的に求められる。

【0048】それぞれ受光素子 16 から異なる距離において発光させられた第 1 波長 λ_1 の光および第 2 波長 λ_2 の光の生体中からの散乱光を示す第 1 光信号 SV_1 、および第 2 光信号 SV_2 が I/O ポート 44 へ出力されると、演算制御装置 42 において、予め記憶されたプログラムに従って、第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の最適発光素子がそれぞれ決定される。

【0049】続いて、発光素子駆動回路 78 へ駆動指令信号 SLD を出力して最適発光素子として決定された第 1 発光素子 18 および同じく最適発光素子として決定された第 2 発光素子 20 を数百 Hz 乃至数 kHz 程度の比較的高い周波数で一定時間幅づつ交互に発光させることにより、最適な深度での散乱光に基づいて酸素飽和度が連続的に決定され、且つその決定した酸素飽和度 SO_2 を表示器 56 に表示させる。

【0050】図 11 は、上記演算制御装置 42 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図 11 において発光素子選択手段 80 は発光素子駆動回路 78 に駆動指令信号 SLD を出力し、発光素子駆動回路 78 は、その駆動指令信号 SLD に基づいて、第 1 発光素子 18 を受光素子 16 に最も近い側から最も遠い側へ順に連続的に一定時間 T_1 づつ発光させ、次いで第 2 発光素子 20 を受光素子 16 に最も近い側から最も遠い側へ順に連続的に一定時間 T_2 づつ発光させる。なお、受光素子 16 と発光素子 18、20 との間の距離が遠くなるにつれて、受光素子 16 に受光される光量は減少するので、受光素子 16 から遠くなるほど発光強度が強くなるように設定されてもよい。

【0051】受光素子 16 により散乱光が受光されることにより、受光素子 16 から出力された第 1 光信号 SV_1 、第 2 光信号 SV_2 は、前述の実施例と同様に、周波数解析手段 64 において、交流成分 AC_1 、 AC_2 および直流成分 DC_1 、 DC_2 が決定され、交直成分比算出手段 66 において、第 1 光信号 SV_1 の交直成分比 (AC_1/DC_1) と、第 2 光信号 SV_2 の交直成分比 (AC_2/DC_2) が算出される。

【0052】最適発光素子決定手段 82 は、交直成分比算出手段 66 により算出された交直成分比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_2/DC_2) と発光素子駆動回路 78 により選択される発光素子 18、20 の受光素子 16 との距離との関係を波長 λ_1 、 λ_2 毎に求め、その関係から、波長 λ_1 、 λ_2 毎にそれぞれ最適発光素子を決定する。すなわち、最適発光素子決定手段 82 では、図 12 (a) に示されているように、交直成分比算出手段 66 により逐次算出された第 1 光信号 SV_1 の交直成分比

(AC_1/DC_1) あるいは第 2 光信号 SV_2 の交直成分比 (AC_2/DC_2) の、発光素子 18、20 と受光素子 16 との間の距離に対する増加率を示す曲線 C_1 が予め算出され、その曲線 C_1 の最大値を示す発光素子 18、20 と受光素子 16 との距離よりも受光素子 16 との距離が遠い範囲において、増加率が予め定められた基準値 B となる発光素子 18、20 と受光素子 16 との距離 D を求め、増加率が基準値 B 以下となる範囲で受光素子 16 との距離が距離 D に最も近い発光素子 18、20 を最適発光素子としてそれぞれ決定する。

【0053】上記基準値 B は、照射された光が散乱される深度が、末梢血管の密度がほぼ一定となる深度であることを判断するために比較的低い値として予め実験的に決定される。なお、図 12 (b) は、交直成分比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_2/DC_2) と、発光素子 18、20 と受光素子 16 との距離との関係を示す曲線であり、図 12 (a) は図 12 (b) の曲線を発光素子 18、20 と受光素子 16 との距離について微分した一次微分曲線としても求められる。

【0054】最適発光素子選択手段 83 は、酸素飽和度 SO_2 の検出のための光電脈波の採取に先立って、最適発光素子決定手段 82 において最適発光素子が決定された後に、発光素子駆動回路 78 に駆動指令信号 SLD を出力することにより、連続的に数百 Hz 乃至数 kHz 程度の比較的高い周波数で一定期間幅づつその最適発光素子として決定された第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 を発光させる。酸素飽和度算出手段 69 は、最適発光素子選択手段 83 により第 1 発光素子 18 および第 2 発光素子 20 の最適発光素子が発光させられている状態で、交直成分比算出手段 66 において算出される第 1 光信号 SV_1 の交直成分比 (AC_1/DC_1) と第 2 光信号 SV_2 の交直成分比 (AC_2/DC_2) との比 R $[=(AC_1/DC_1)/(AC_2/DC_2)]$ に基づいて、たとえば図 6 に示す予め記憶された関係から、実際の比 R に基づいて酸素飽和度 SO_2 を逐次算出し、表示器 56 に表示させる。

【0055】図 13 は、本実施例の演算制御回路 42 の制御動作のうち、最適発光素子を決定する動作の要部を説明するフローチャートである。SB1 では、SA1 と同様に、起動操作がされたか否かが判断され、この判断が否定された場合には待機させられるが、肯定された場合には、SA1 と同様の初期処理が実行された後、続く SB2 において、演算制御回路 42 からの発光素子駆動回路 78 へ駆動指令信号 SLD が出力されることにより、受光素子 16 に最も近い側の第 1 発光素子 18 が一定時間 T_1 だけ連続的に発光させられ、SB3 において、第 1 光信号 SV_1 が読み込まれる。

【0056】続く SB4 では、SB2 において発光させられた第 1 発光素子 18 が、受光素子 16 から最も遠い側の第 1 発光素子 18 であったか否かが判断される。当

初は、この判断が否定されるので、SB5において発光させられる第1発光素子18が切換えられた後にSB2以降が繰り返される。すなわち、SB5において、次回発光させられる第1発光素子18が、前回SB2において発光させられた第1発光素子18より一つ受光素子16から遠い側に配置されている第1発光素子18に設定された後に、SB2以降が繰り返される。

【0057】しかし、このSB4の判断が肯定された場合には、すべての第1発光素子18が発光させられたこととなるので、続くSB6からSB9において、SB2からSB5までと同様の動作が、第2発光素子20について行われる。すなわち、SB6において、受光素子16に最も近い側の第2発光素子20が一定時間 T_1 発光させられ、SB7において、第2光信号 SV_{11} が読み込まれる。そして、続くSB8において、SB6における第2発光素子20の位置が受光素子16から最も遠い側の第2発光素子20であるかが判断され、このSB8の判断が否定された場合には、SB9において発光させられる素子が受光素子16から一つ遠い側へ切り換えられ、SB6以降が繰り返される。本実施例では、SB2、SB4、SB5、SB6、SB8、SB9が発光素子選択手段80に対応している。

【0058】しかし、このSB8の判断が肯定された場合には、すべての第2発光素子20が発光させられたこととなるので、続く周波数解析手段64に対応するSB10において、SA7と同様にして、それぞれの発光素子18、20毎に、第1光信号 SV_1 の交流成分 AC_1 および直流成分 DC_1 と、第2光信号 SV_{11} の交流成分 AC_{11} および直流成分 DC_{11} とが抽出される。続く交直成分比算出手段66に対応するSB11では、SA8と同様にして第1光信号 SV_1 の交直成分比 (AC_1/DC_1) および第2光信号 SV_{11} の交直成分比 (AC_{11}/DC_{11}) が算出される。

【0059】続くSB12では、図12(a)に示すように、SB11において算出された第1光信号 SV_1 の交直成分比 (AC_1/DC_1) の第1発光素子18と受光素子16との間の距離に対する増加率を示す曲線、および第2光信号 SV_{11} の交直成分比 (AC_{11}/DC_{11}) の第2発光素子20と受光素子16との間の距離に対する増加率を示す曲線がそれぞれ算出され、続くSB13において、そのそれぞれ算出された増加率曲線において、最大値を示す発光素子18、20と受光素子16との距離よりも受光素子16との距離が遠い範囲で、増加率が基準値Bとなる発光素子18、20と受光素子16との距離Dをそれぞれ決定する。

【0060】続くSB14では、SB13においてそれぞれ決定された距離Dに基づいて、第1発光素子18の最適発光素子および第2発光素子20の最適発光素子を決定する。たとえば、増加率が基準値B以下となる範囲で受光素子16との距離が距離Dに最も近い発光素子1

8、20を最適発光素子としてそれぞれ決定する。従って、本実施例では、SB12、SB13、SB14が最適発光素子決定手段82に対応している。

【0061】上述のように、本実施例によれば、発光素子駆動回路78により、受光素子16との間の距離が漸次異なるようにそれぞれ複数設けられた2種類の発光素子18、20が順次発光させられると、受光素子16と発光素子18、20との距離がそれぞれ異なることにより、生体中の異なる深度で散乱された射出光が受光素子16により受光される。受光された射出光は、交直成分比算出手段66において交流成分 AC_1 、 AC_{11} と直流成分 DC_1 、 DC_{11} の比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_{11}/DC_{11}) が算出され、最適発光素子決定手段82において、その交流成分と直流成分の比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_{11}/DC_{11}) の、発光素子18、20と受光素子16との距離に対する変化曲線の一次微分曲線である、交直成分比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_{11}/DC_{11}) の、発光素子18、20と受光素子16との距離に対する増加率を示す曲線を求め、その一次微分曲線の最大値を示す発光素子18、20と受光素子16との距離よりも受光素子16との距離が遠い範囲で、増加率が基準値B以下となる発光素子18、20と受光素子16との距離に基づいて最適発光素子が決定されていた。

【0062】従って、前記一次微分曲線の最大値は、発光素子18、20から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が急に濃くなっている深度での散乱であることを示し、その一次微分曲線の増加率が基準値以下となる点は、発光素子18、20から発せられた光の散乱光が末梢血管の密度が十分に濃くなった深度での散乱であることを示している。生体に照射され、生体中で散乱されて受光素子により受光される2種類の波長の光の散乱光が散乱される深度をそれぞれ最適な深度に自動的に揃えることができ、反射型プローブ10の測定精度が向上する。

【0063】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0064】たとえば、前述の第1発明に対する図1の実施例において、最適発光強度 AE_1 、 AE_2 を求める場合に、発光強度 E_1 、 E_2 と交直成分比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_{11}/DC_{11}) との関係曲線 C_1 、 C_2 を算出し、その曲線 C_1 、 C_2 の変曲点 i_1 、 i_2 に基づいて最適発光強度 AE_1 、 AE_2 がそれぞれ決定されていたが、第2発明に対する実施例で最適発光素子が決定されたと同様に、交直成分比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_{11}/DC_{11}) と発光強度 E_1 、 E_2 との関係の変化曲線の一次微分曲線すなわち交直成分比 (AC_1/DC_1) 、 (AC_{11}/DC_{11}) の発光強度 E_1 、 E_2 に対する増加率を示す曲線に基づいて最適発光強度がそれぞれ決定されてもよい。

【0065】また、前述の第2発明に対する図8の実施例において、交直成分比 (AC_i / DC_i)、(AC_{i1} / DC_{i1}) の、発光素子18、20と受光素子16との距離に対する増加率を示す曲線 C_i に基づいて最適発光素子がそれぞれ決定されていたが、第1発明に対する実施例で最適発光強度が決定されたと同様に、交直成分比 (AC_i / DC_i)、(AC_{i1} / DC_{i1}) と、発光素子18、20と受光素子16との距離との関係曲線を算出し、その曲線の変曲点に基づいて最適発光素子がそれぞれ決定されてもよい。

【0066】また、前述の第1発明に対する図1の実施例において、最適発光強度決定手段68では、変曲点 i_1 、 i_2 を示す発光強度 E_1 、 E_2 より一定量 a だけ強い発光強度を最適発光強度 $A E_1$ 、 $A E_2$ として決定していたが、変曲点 i_1 、 i_2 を示す発光強度 E_1 、 E_2 が最適発光強度 $A E_1$ 、 $A E_2$ として決定されてもよい。

【0067】また、前述の2つの実施例では、反射型プローブ10、70が酸素飽和度測定に用いられていたが、ヘマトクリット値を測定するヘマトクリット値測定装置に用いられてもよい。

【0068】また、前述の2つの実施例では、2種類の発光素子18、20から発光された光の散乱光が、共通の受光素子16により受光されていたが、単一の波長のみを受光する受光素子がそれぞれの波長に対応して設けられてもよい。この場合は、第1発光素子18および第2発光素子20は交互に発光させられる必要はなく、同時に発光させられてもよい。

【0069】また、前述の第2発明に対する図8の実施例では、演算制御回路42からの駆動指令信号SLDを受けた発光素子駆動回路78により、第1発光素子18が受光素子16に最も近い側から最も遠い側へと順に発光させられ、さらに第2発光素子20が受光素子16に最も近い側から最も遠い側へと順に発光させられていたが、発光素子18、20の受光素子16との距離と交直成分比 (AC_i / DC_i)、(AC_{i1} / DC_{i1}) が明確であれば、その他の順で発光させられてもよい。

【0070】また、前述の第2発明に対する図8の実施例において、反射型プローブ70には、受光素子16からの距離が漸次異なるように、長手状に第1発光素子18および第2発光素子20が配置されていたが、受光素子16を中心として、同心円状に複数の遮光壁が設けられ、その複数設けられた遮光壁と遮光壁との間に、発光素子18、20が環状に設けられることにより、受光素子16からの距離が漸次異なるように配置されてもよい。

【0071】また、前述の第2発明に対する図8の実施例では、一組の発光素子18、20毎に遮光壁76が配置されていたが、受光素子16と、受光素子16と最も近い発光素子18、20との間に比較的大きい遮光壁8

4が設けられることによって、受光素子16に受光される散乱光の散乱深度が変化させられるものであってもよく、たとえば、図14に示すような反射型プローブ86が用いられてもよい。図14は、反射型プローブ86の図9のA-A線と同様の線での断面図を示している。この反射型プローブ86の場合は、前述の実施例の反射型プローブ70と同様の検出範囲を得ようとする、プローブ86全体は大きくなるが、遮光壁84が一つで済むので、プローブ86の構造が簡単となる利点がある。また、この場合、受光素子16から最も遠い側の発光素子18、20からの光の散乱光が、最も体表面12から浅い部位からの散乱光を含んでいる。

【0072】その他、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1発明の一実施例である反射型プローブを備えた酸素飽和度測定装置の構成を示すブロック図である。

【図2】受光素子により検出される光電脈波信号の周期的な変動を例示する図である。

【図3】図1の実施例の演算制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図4】図3の周波数解析手段において解析された第1光信号SV、或いは第2光信号SV₁₁の交流成分AC_i、或いはAC_{i1}および直流成分DC_i、或いはDC_{i1}を示す図である。

【図5】図3の最適発光強度決定手段において求められる発光強度と交直成分比との関係曲線を示す図である。

【図6】図3の酸素飽和度算出手段において用いられる関係を示す図である。

【図7】図1の実施例の演算制御装置の制御作動のうち最適発光強度を決定する動作の要部を説明するフローチャートである。

【図8】本発明の第2発明の一実施例である反射型プローブを備えた酸素飽和度測定装置の構成を示すブロック図である。

【図9】図8の反射型プローブを生体の体表面に対向する側から見た図である。

【図10】図8の実施例の第1発光素子と受光素子との距離と、受光素子により受光される射出光の散乱深度との関係を示す図である。

【図11】図8の実施例の演算制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図12】図11の最適発光素子決定手段において求められる交直成分比の、発光素子と受光素子との距離に対する増加率を示す図である。

【図13】図8の実施例の演算制御装置の制御作動のうち最適発光素子を決定する動作の要部を説明するフローチャートである。

【図14】第2発明の他の実施例である反射型プローブ

21

22

の、図9のA-A線と同様の線での断面図を示す図である。

【符合の説明】

10、70、86：反射型プローブ（反射型光電脈波検出装置）

16：受光素子

18：第1発光素子

20：第2発光素子

24、76、84：遮光壁

30、78：発光素子駆動回路

62：発光強度変化手段

66：交直成分比算出手段

67：最適発光強度決定手段

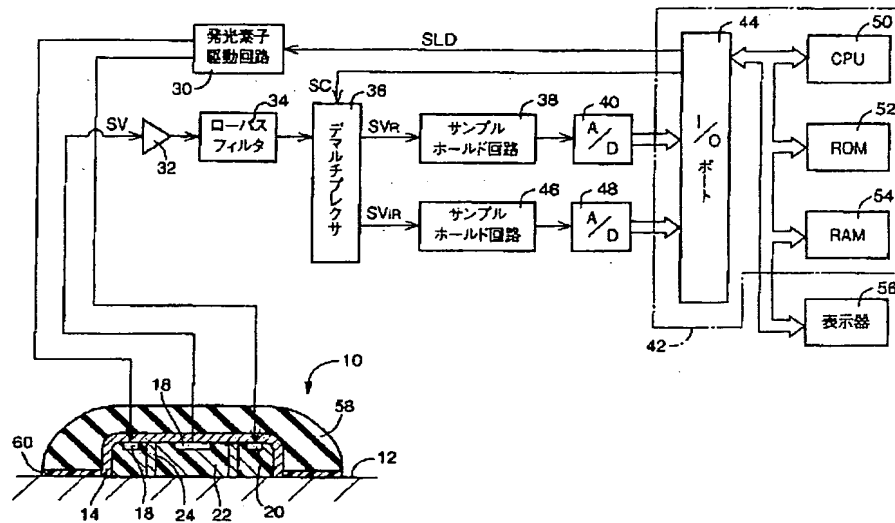
68：最適発光強度調節手段

80：発光素子選択手段

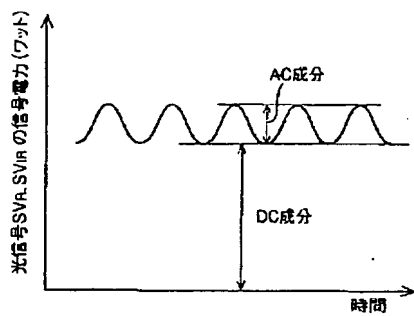
82：最適発光素子決定手段

83：最適発光素子選択手段

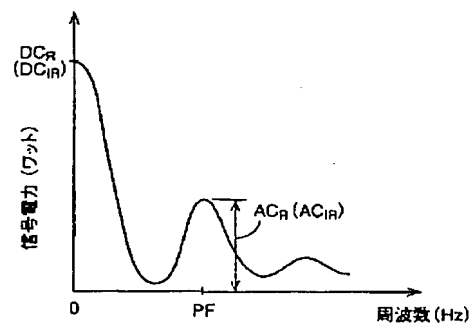
【図1】



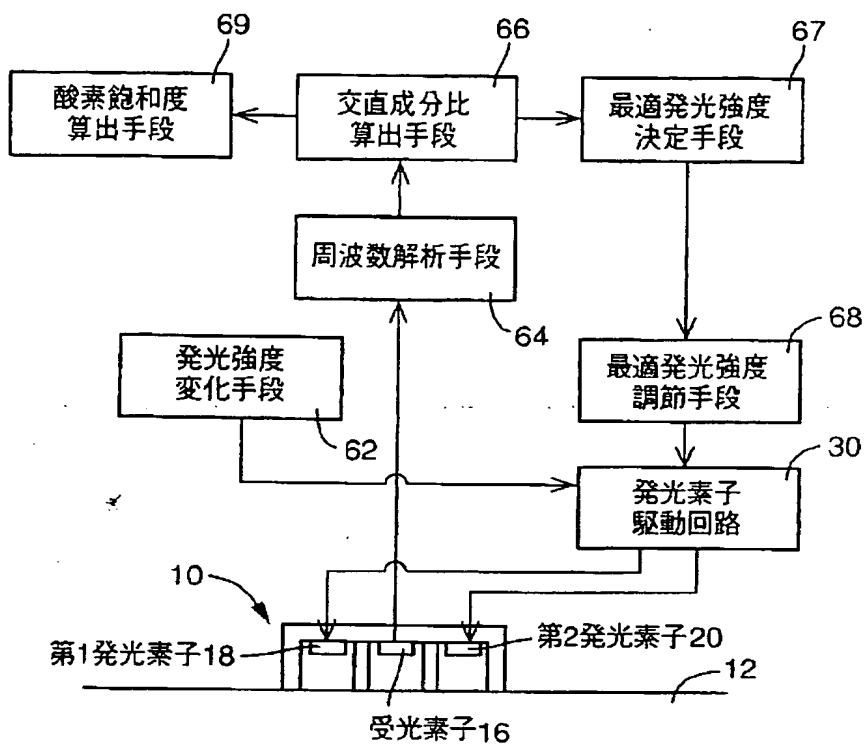
【図2】



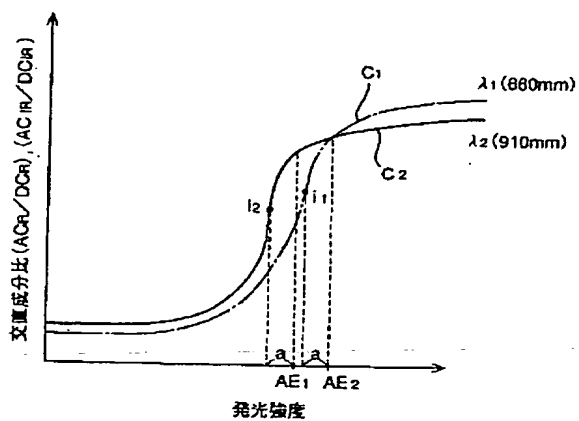
【図4】



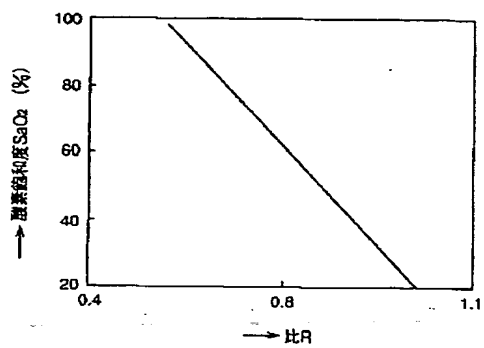
【図 3】



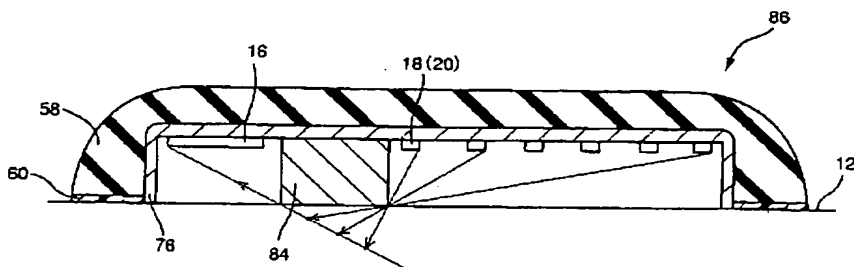
【図 5】



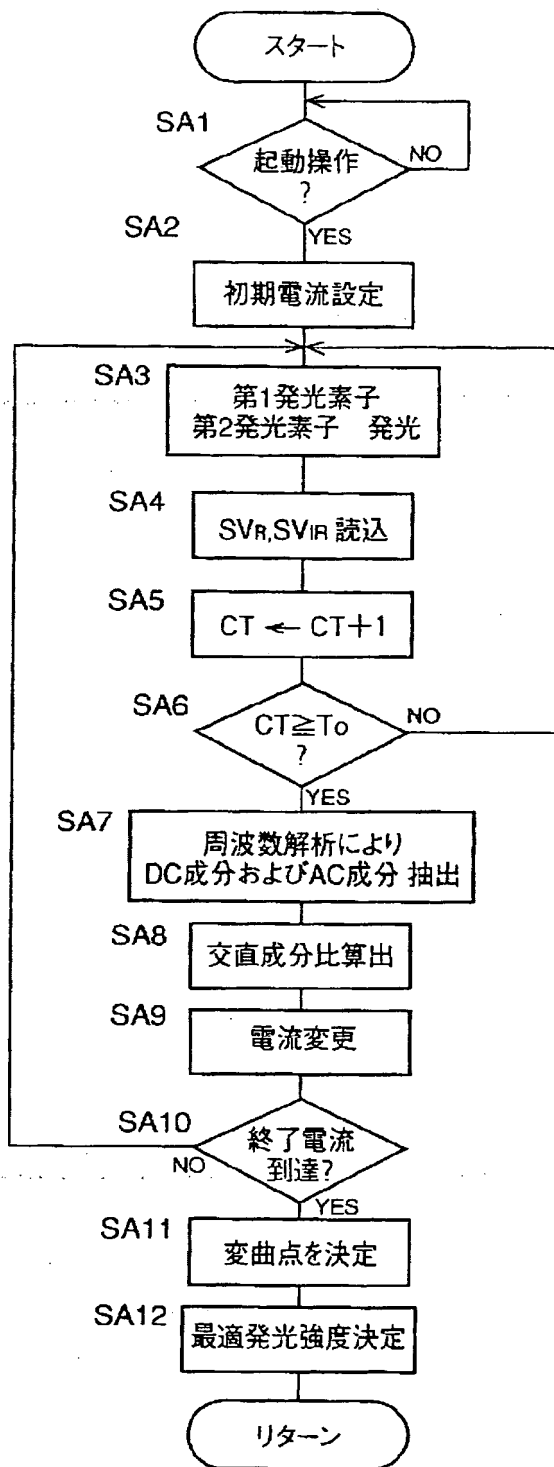
【図 6】



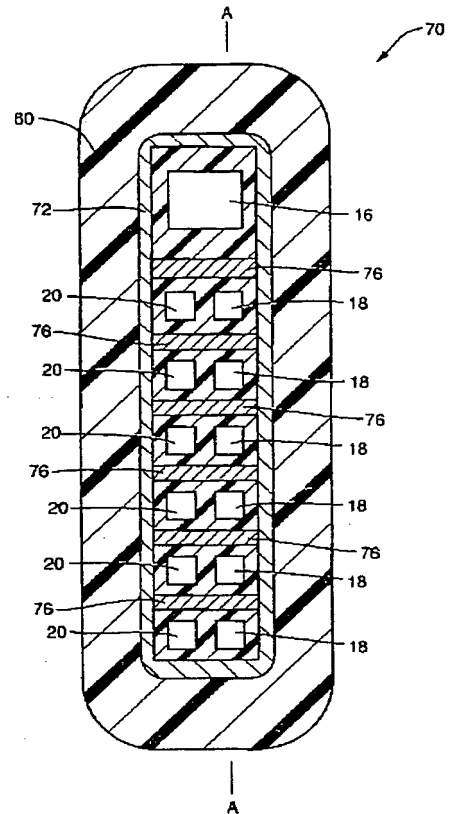
【図 1 4】



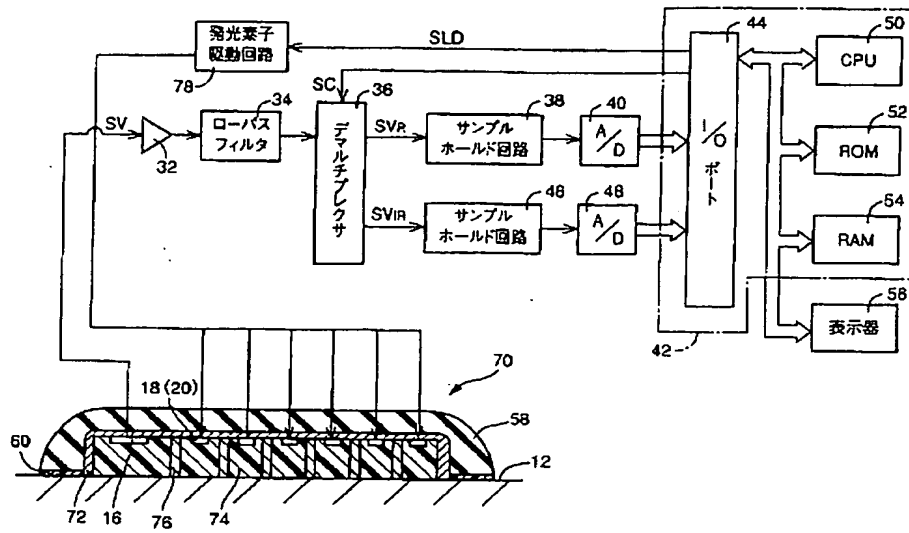
【図7】



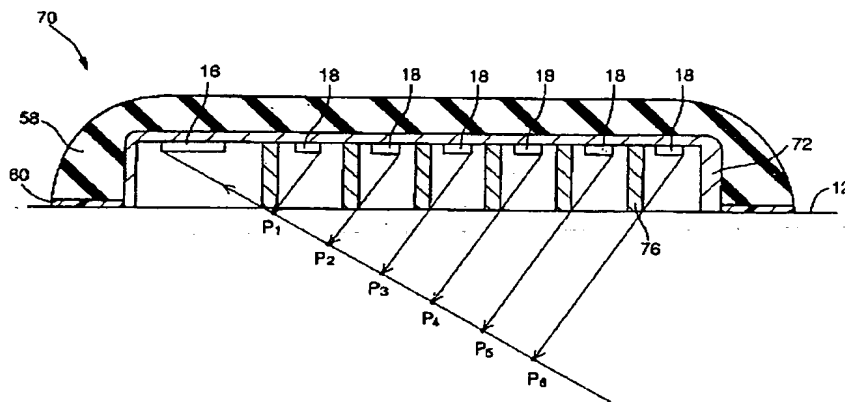
【図9】



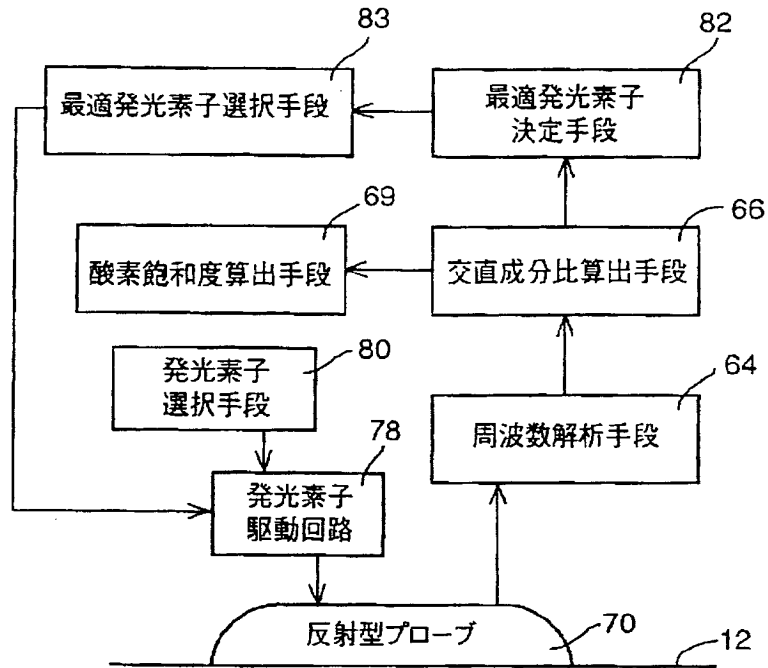
【図 8】



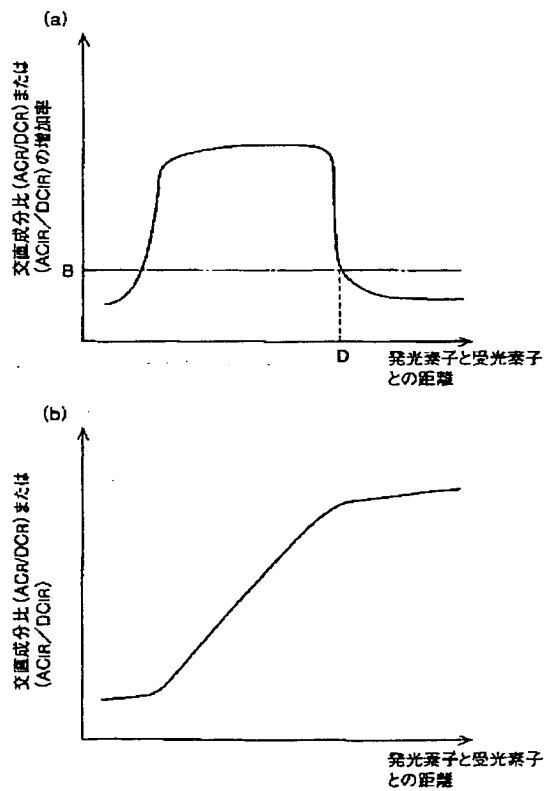
【図 10】



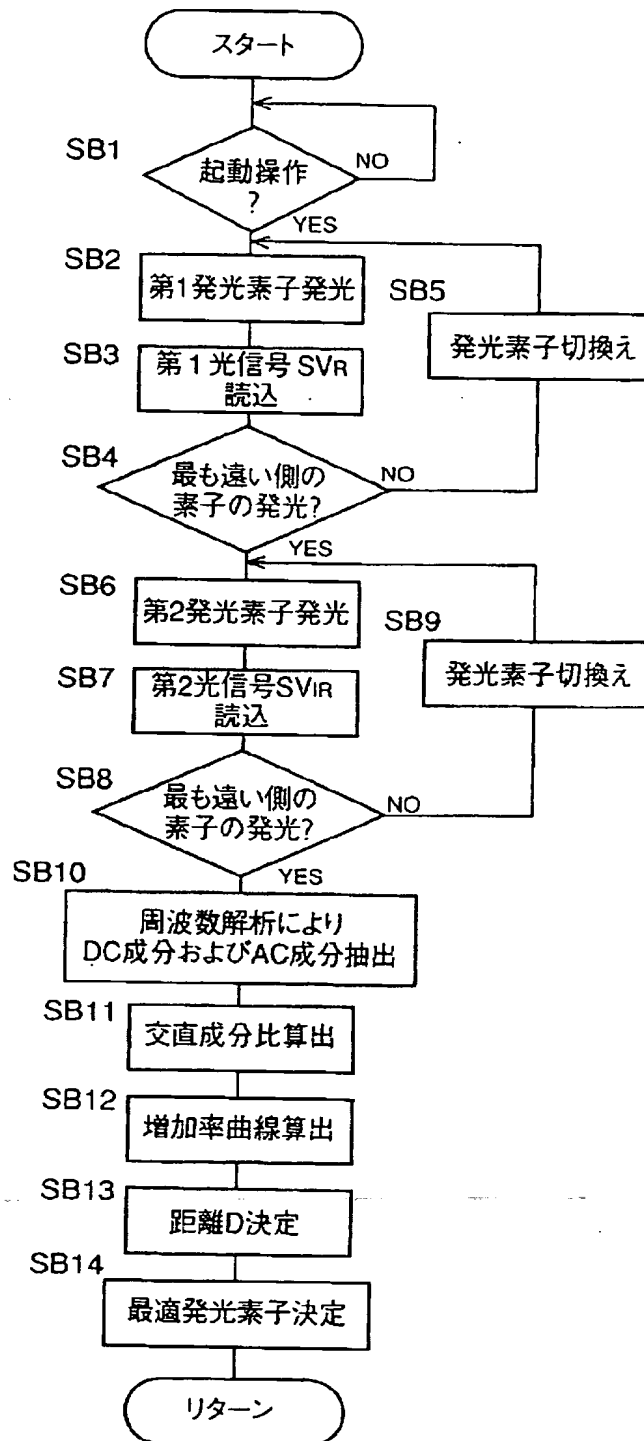
【図 11】



【図 12】



【図 13】



THIS PAGE BLANK (USPTO)